



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO : 148

DATA : 03/10/2011

# A P P U N T I

STUDENTE : Stoppa

MATERIA : Dispositivi Impiantabili Attivi  
Prof. Knaflitz

Il presente lavoro nasce dall'impegno dell'autore ed è distribuito in accordo con il Centro Appunti.

Tutti i diritti sono riservati. È vietata qualsiasi riproduzione, copia totale o parziale, dei contenuti inseriti nel presente volume, ivi inclusa la memorizzazione, rielaborazione, diffusione o distribuzione dei contenuti stessi mediante qualunque supporto magnetico o cartaceo, piattaforma tecnologica o rete telematica, senza previa autorizzazione scritta dell'autore.

ATTENZIONE: QUESTI APPUNTI SONO FATTI DA STUDENTIE NON SONO STATI VISIONATI DAL DOCENTE.  
IL NOME DEL PROFESSORE, SERVE SOLO PER IDENTIFICARE IL CORSO.

# DISPOSITIVI IMPIANTABILI ATTIVI

Marzo 2011

## INDICE:

- Introduzione DIA
- Batterie interne
  - Funzionamento
  - Terminologia
  - Curva di scarica
- Struttura batteria Li-I
- Curva capacità - corrente
- Struttura batt LiVO
- Struttura batt LiCFx
- Struttura batt LiCl di Tionile
- Telemetria e teleprogrammabilità
  - Circuito
  - Principio Impedenza Riflessa
  - Rilevatore Coerente
- Pacemaker
  - Introduzione
  - Modalità inibita / triggerata
  - Rate Responsive
  - Cateteri di stimolazione
  - Caratterizzazione elettrica
  - Polarizzazione catetere
  - Tecnica capacità commutate
  - circuiti carica / scarica
- Misurazione impedenza elettrocat.
- Fisiologia tessuti eccitabili
  - curva intensità / durata
  - cronassia, rebase
- Manuale PM
  - modalità DDD, DDI, SSI, VDI, OFF, DVI
  - modalità magneti
  - programma notte
- Gestione dinamica intervallo AV
- Funzionamento PM
- Interferenze elettromagnetiche
- Freq max di trascinamento
- Guadagno del sensore
- Ricerca automatica soglia di stim.
- Funzioni diagnostiche
- Avvertenze
- Defibrillatore cardioversione (ICD)
  - Rilevatore a singola soglia
  - Curva ROC
  - Rilevatore a doppia soglia (NID)
  - EV, EVT, VT
  - Riconoscimento EVT via VF e VT
  - Tachicardia fisiologica
- Come lavora ICD
- Conclusione episodio
- Riconoscimento episodio successivo
- Parametri
  - Forma d'onda stimolo, parte H
  - Stim anti-bradicardia post-stimolo
  - Verifica energia
  - Terapie anti-tachicardiche
    - alta en
    - bassa en → burst, rampa
  - Ottimizzazione tempo di carica
  - Test di sistema
  - Studi elettrofisiologici
- CRT-D
- Comunicatore
- ICM
  - Vector Check
  - Rilevatore dinamica soglia
  - Episodi FVT
  - Riconoscimento bradiaritmia e asistolia
- Stimolatore Frenico
- Stimolatore Radici Sacrali
- Stimolatore Antalgico
- Neurostimolazione
- Stimolatore per gastroparesi
- Stimolatori Parkinsoniani
- Controllo del dolore
- Domande esame
- Altro

controlli periodici.

Se avessi un DIA che deve funzionare per 10-20 anni e usato saltuariamente risulterà utile avere un'alimentazione ext.

Per es. la misura della temperatura: impiantare un dispositivo a livello cutaneo alla nascita in modo che qnd si farà la misurazione si farà riferimento alla temperatura del dispositivo stesso. In qst caso non si metterebbe una batt int perché non avrebbe senso. In veterinaria qst metodo è già stato fatto.

Un'altra cosa da tener conto è il passaggio di info dal dispositivo al lettore e viceversa. Bisogna anche avere un controllo dello stato di carica del DIA. Trasferire en. dall'ext all'int e contemporaneamente trasferire info bidirezionalmente sullo stesso canale.

Un PM assorbe correnti nell'ordine dei 10-20  $\mu A$ ; nel momento in cui si comunica con l'ext i consumi possono salire ai centinaia di  $\mu A$  fino ad arrivare ai mA.

Qst però è una funzione attivata occasionalmente e in tempi brevi.

Una volta di qst non ci si preoccupava; i PM di 20 anni fa avevano un'autonomia di 12-14 anni adesso invece durano di meno perché svolgono più funzioni ed è più affidabile.

Nel momento in cui l'autonomia si è dimezzata si presta maggior attenzione all'autonomia, ecco perché qnd prendo info dal PM trasferisco energia.

## BATTERIE INTERNE

Anni 40 → batt ext con stimolazione del miocardio per le bradiaritmie.

Erano degli stimolatori a "ponte" per garantire la sopravvivenza consentendo al cuore di superare la crisi. Ciò non è valido per tutti i pazienti.

L'idea di usare uno stimolatore impiantabile non poteva essere sviluppata per:

- impossibilità di realizzare un circuito elettronico suff piccolo. Si usavano le valvole che richiedevano molta energia ed erano di dim elevate per l'impianto

- mancavano le batterie adatte per un impianto

Fine anni 50 → 1957-58 nacquero i primi transistori e dimostravano la possibilità di creare dispositivi simili ai dispositivi termionici (valvole) funzionanti ad en più basse e di dim contenute.

Dai prototipi alla commercializzazione passarono 4 anni. Negli USA Wilson G. capì che le batt sarebbero state fondamentali per gli stimolatori cardiaci.



re che consente il passaggio di ioni fatto in materiale plastico.

## TERMINOLOGIA

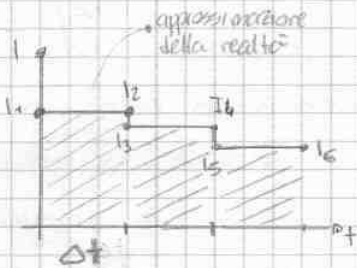
Batteria → strutture non ricaricabili

Accumulatori → = ricaricabili

Una batt fa la trasf da en chimica in elettrica mentre l'accumulatore fa anche la trasf inversa.

Parlando di batterie:

- Tensione a vuoto = diff di pot tra i morsetti della batt qnd la batt non è chiusa su nessun carico (circuito aperto)
- = a circuito chiuso = batt chiusa su un carico specifico.
- Capacità = quantità di carica elettrica accumulata (diversa da C del cond.)  
la capacità è la carica elettrica al momento della costruzione.
- Energia Totale = Wh, → C · Tensione a circuito chiuso
- Densità gravimetrica di energia → Wh/kg efficienza rispetto al peso
- Densità volumetrica = = → Wh/l = = al volume



Carica erogata  $\rightarrow$  integrare corrente nel tempo

Esistono dei multimetri programmabili nel tempo / facendo delle misure ben stabilite nel tempo  $\rightarrow$  posso ottenere la mia curva di scarica

Caratterizzare la batt nel reali condizioni di utilizzo.

Consumo PC di fondo =  $20 \mu A$

$R_L$  deve avere un valore tale da prelevare una corrente vicina alla condizione reale.

$$R = \frac{V}{I} = \frac{2,8}{20} \cdot 10^6 = 140 \text{ K}\Omega$$

Qst metodo si usa perché le batt per i OIA sono soggette a norme severe. I processi produttivi saranno molto controllati.

Le batterie (a campione) vengono provate per tempi brevi (un paio di sett); il lotto di batt verrà inserito sul mercato solo qnd finiscono i test sui campioni.

I test vengono fatti in processi di scarica accelerata.

Una volta finiti i test viene prelevato un altro campione il quale verrà testato in una situazione reale fino a completa scarica.

Se un PC si scarica in modo troppo rapido, si analizzerà la batt e si valuta il grado di difettosità e nel caso in cui dovesse essere elevato verranno avvisati tutti gli ospedali in cui sono state vendute appartenente al lotto difettoso.

L'ospedale, a sua volta, avvisa il paziente intensificando i controlli periodici

• Batt. Li-I con una capacità  $1,5 Ah \Rightarrow 1,5 \cdot 3600 C$

$$V_{oc} \approx 2,8 V$$

$I \approx 20 \mu A \rightarrow$  supponendo che non vari nel tempo

dato qnt tempo si esaurisce la batt ?

$$Q_m = 20 \cdot 10^{-6} \cdot \overset{s}{60} \cdot \overset{m}{60} \cdot \overset{h}{24} \cdot \overset{gg}{30} = 51 C$$

$Q_m$  = carica elettrica che la batt eroga in 1 mese

$$Q_{TOT} = 1,5 \cdot 3600 C = 5400 C \quad \text{durata } D = \frac{Q_{TOT}}{Q_m} = 104 \text{ mesi}$$

Aumentando  $I_L$  posso abbassare  $R_L$ . La corrente nel carico dipende da  $R_L$ , ma se  $R_L$  è basso allora non potrà più trascurare  $R_B$

Per ottenere la curva di scarica posso:

• acquisire  $V_B$  e  $I_L$  e dalla tab disegno la curva

La pot disponibile risulta essere maggiore alla pot richiesta.

Se  $P_0 = 100W$  e  $P = 1mW \rightarrow$  batt sovradimensionata

La P dipende ovviamente dal carico. Dimensionalmente non c'è problema ma non posso usare una con  $P_0$  troppo alta perché il PM si può guastare circuitando la batteria.

Qnd la batt. è in cc. essa dissipa una  $P = P_0$  all'interno della batt  $\Rightarrow$  si scalda  
Un conto è se dissipa  $1mW$  o un  $1W$ . La batt si scarica e si scalda ( $45-46^\circ C$  per provocare necrosi dei tessuti).

Quindi anche in una situazione in cc il surriscaldamento non deve causare problemi.

Uso  $R_L = 1k\Omega$  per scaricare la batt più in fretta.

Condizione limite (cc)  $\rightarrow I_{cc} = \frac{V_0}{R_B} = 2,8 / 2000 = 1,4 mA \rightarrow$  max corrente

da  $20\mu A$  a  $1mA$  aumento di 50 volte  $\Rightarrow$  la batt si scarica 50 volte prima  
Perciò nella curva di scarica  $1mA$  e  $20\mu A$  assumono 2 valori diversi

- 1° Prova sui batti  $\rightarrow$  condizione di cc o in condizione di lc controllata poco inferiore alla  $I_{cc}$

È poco usata perché le batt hanno una  $R_B$  difficilmente ripetibile la quale dipende dalla costruzione. Prova poco ripetibile per la corrente erogata

- Si usa un carico variabile con una corrente di  $1mA$  provando così tutte le batt nelle condizioni medesime di corrente erogata. Si usa una corrente di poco inf a  $I_{cc} \rightarrow$  si mette più tempo a scaricarsi

Il costruttore può ottenere una stima della curva di scarica reale a partire da una accelerata.


$R_B$  dip dalla corrente di scarica. Problemi:

- 1- verificare se la batt è adeguata rispetto al carico  $\Rightarrow$  modello batt ok
  - 2- se batt va in cc  $R_B$  decresce  $\Rightarrow$  modello di prima della batt non va bene
- Verificare la variazione di  $R_B$  all'aumentare di  $I$  prossima a  $I_{cc}$ . La  $P_0$  non cambia cmq il suo ordine di grandezza

La batt di un def. cardio. deve erogare pot elevate. La batt deve essere in grado di garantire centinaia di scariche. La dimensione della cella non deve essere molto diversa da qll di un PM e per avere alta  $P_D$  devo abbassare la resistenza interna del generatore → mettere in // più celle con  $R_g$ .

La batt dell'auto ha più celle in //. Piccole  $R_i$  → prelevolo  $\rightarrow$  pot elevata generata da correnti elevate (picchi di  $\sim 2A$ )

Si usano batt  $SVO$  (Ossido Argento e Vanadio):

• anodo → unica piastra di  $Li$  pregata a serpentina  il  $Li$  non permette di creare piastre pregate quindi si prendono 2 fogli di  $Li$  messi a rivestire una piastra di  $Ni$   $\frac{Li}{Ni}$

• catodo → piastre separate in ogni spazio ricavato dalla serpentina con ossido di  $Ag$  e Vanadio non si possono fare piastre allora si prende la sua polvere da mischiare con con  $C$  e grafite unite con una resina legante il tutto depositato su una rete di  $Ti$ .



Il  $Ti$  conduce e la resina polimerizza.

Bisogna garantire la separazione tra catoda e anodo → le piastre vengono rivestite da materiale isolante poroso (polipropilene)

Per ottenere un' elevata corrente elastica si predilige un elettrolita liquido (solventi organici che contengono sali di  $Li$ )

Prima si assembla la batt di piastre fuori dal contenitore, si mette dentro, si chiude con coperchio e si riempie con elettrolita. La batt non deve produrre gas.

Bisogna pensare ad una scomparsa per l'accumolo dei gas → nei dia si usano batterie che non producano gas.

La tensione a vuoto è nell'ordine dei 3,2V. La tensione a vuoto varia di decine di mV da una batt all'altra.

Bisogna alimentare per tempi lunghi i circuiti di monitoraggio, con correnti nell'ordine di poche decine di  $\mu A$ .

Nel def cardio la curva di scarica si ottiene in 2 modalità:

- a resistenza cost con treni di impulsi ripetuti nel tempo sufficientemente distanziati e non molto energetici
- ottenuta considerando unicamente un treno di impulsi ravvicinati nel tempo e più energetici



Curve di scarica ottenute in 2 modalità: → batt più versatili

- sono entrambe a carico resistivo costante; nel primo caso si usa un carico  $R$  di  $16,5 \text{ k}\Omega$  (es per temore di P.)
- carico  $R$  di  $499 \Omega$

Si possono ottenere in generale correnti nell'ordine di  $10 \text{ mA}$

I DII intermedi sono tenuti meno in considerazione nel mercato.

La caratt. negativa nella curva di scarica sta nel fatto che ha un andamento difficile da descrivere. ⇒ facile fare delle previsioni sulla durata della batteria.

Le curve di scarica LiI (piatte) erano poco utilizzabili perché avevano tensioni costanti per lunghi periodi ⇒ difficile da determinare la durata.

Le litio SVO non si conosce il vero utilizzo e quindi la condizione di scarica varia molto. Sfruttare al meglio una sorgente energetica in cui la tensione varia molto con la capacità residua comporta un'ardua progettazione dell'elettronica.

LiI → curva che permette una più semplice progettazione ma difficile capire la durata.

La vita residua la si può sapere interrogando il dispositivo sulla carica consumata e poi lavorare per differenza.

Curva di scarica piatta (oggi) → vantaggio!

BATT. Li/CFx

- catodo: carbonio fluorinato (griglia e legante)
- anodo: Li
- elettrolita: liquido
- separatore: tessuto di polipropilene

Non avviene nessuna emissione di gas dalla reazione. Sono batt usate per labbisogni energetici intermedi.

- peso = basso
- capacità = elevate
- ocv - BOL: simile a LiSVO
- Ri non bassissima

La curva di scarica è quasi cost a carico cost. La capacità tot è data partendo dalla conoscenza di  $q$  di Li e CFx

## TELEMETRIA e TELEPROGRAMMABILITÀ

In alcuni DIA può essere utile trasferire da OUT a IN parte o tutta l'energia consumata.

L'energia per la comunicazione è fornita dall'esterno. I problemi sono:

- telemetria
- teleprogrammabilità
- trasferire energia

② serve per condizionare il comportamento del DIA. Dopo l'impianto ci deve essere la possibilità di programmare il dispositivo.

Come si può fare:

a - trasmissione classica con un campo elettromagnetico che si propaga da un dispositivo ext ad uno in.

b - accoppiamento magnetico

① Antenna interna ed esterna e l'info si trasmette con onde elettrom. ma ciò funziona qnd il sist di ricez ed emiss sono distanti decina di cm. Per dispositivi usati per i Parkinson è possibile programmarli aumentando l'intensità di stimolazione con un semplice telecomando (accoppiamento a radio-frequenza). Distanze maggiori sarebbero inutili perché bisognerebbe modificare il ricevitore rendendolo troppo sensibile o l'emittore troppo potente. Nel caso di PM si usa una tecnica che richiede il contatto per la programmazione del dispositivo.

② Quindi si preferisce usare una trasmissione per accopp magnetico tra 2 induttori come in un trasformatore;

Una differenza è che con la RF non si trasferisce energia suff. ma solo informazione mentre con il secondo metodo si trasferisce anche energia.

③ Trasferire info attraverso canale luminoso (IR). 750 nm < IR < 1000 nm possono attraversare il tessuto cutaneo. Però non ci sono vantaggi particolari; in ogni caso c'è bisogno del contatto e il trasmettitore consuma più energia

④ Un PM fa anche da monitor continuo del ritmo cardiaco.

Qnd trasferisco info dall'ext all'int non ho grossi limiti energetici mentre nel caso contrario abbiamo dei limiti e quindi siamo più limitati. Il DIA fornisce anche info relative a se stesso. Pot dall'int all'ext  $\approx 10\text{mW}$

l'info va trasferita in maniera digitale e la tensione dovrà assumere solamente 2 valori.

$U_M$  → tensione modulante

Il D mi traduce l'informazione, deve essere in grado di dire qual è la forma d'onda e  $1$  o  $\phi$

Il demod segue la tensione di picco del segnale. M è un interruttore guidato dalla sequenza di  $1$  e  $\phi$  ( $1$  chiude il circuito).

Valor medio della corrente  $I_2$  per sapere la potenza. Per l'info si è rinunciato a trasferire energia

Codice ad energia costante: ogni simbolo che vogliamo trasmettere è una sequenza di  $1$  e  $\phi$

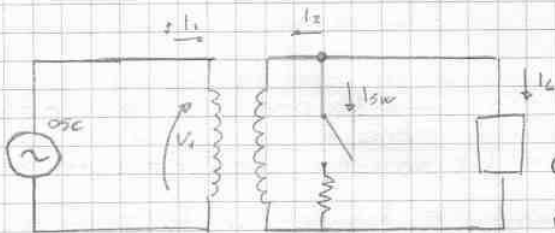
4 cifre devono portare sempre la stessa energia significata ad ogni simbolo di 4 cifre. In qst modo sempre la stessa energia.

0011  
1100  
1001    associo in  
0101    trasmetto

Se aggiungo ridondanza chi riceve la parola può riconoscere il codice e correggerla (codici a correzione automatica) → riconosce fino a N errori e li corregge in modo automatico

Per maggior sicurezza una volta ricevuta l'info viene rispedita per vedere se è stato percepito e capito correttamente il comando

Non si può usare un metodo speculare per portare fuori l'info per dovere alimentare l'oscillatore all'interno → non voglio alterare troppo il consumo di energia della batt int.



la tensione al secondario dipende sia dall'esterno ma anche dall'int ( $I_2$ ).  
Quindi posso alterare  $I_2$ , senza modificare il funz del carico, per modificare  $V_1$  (dirett prop.)

$$-I_2 = I_L + I_{sw} \quad \text{con } I_L = \text{cost}$$

con int aperto  $I_{sw} = 0 \rightarrow -I_2 = I_L$

con int chiuso  $-I_2 = I_L + I_{sw}$

⇒ in qst modo faccio variare  $I_2$  <sup>non</sup> perturbando il carico

$I_{sw} \ll I_L$  così risparmio energia.

$V_1$  varia, quindi, in seguito alle aperture e chiusure  $I_2$  e  $I_{sw}$ . Posso consumare pochi mW ma cmq avrò una piccola variazione di  $V_1$



Pacemaker e defr. cardio. sono DIA complessi.

## PACEMAKER

Ne esistono di tipi diversi ma esistono delle funzioni comuni.

1958 primo impianto di un PM negli USA perché esisteva una classe medica propensa allo sviluppo economico.

Prima limitazione → il paziente. I <sup>primi</sup> PM avevano una freq. fissa.

Erano collegati al cuore mediante dei cateteri inseriti nella vena sovraclavica - atrio dx - ventricolo dx; in prossimità dell'apice del catetere avviene la stimolazione all'altezza dei fasci His. Nel cuore dx la pressione è più bassa e quindi la Valvola AV dx è meno sollecitata.

I primi cateteri avrebbero creato problemi di reflusso se posizionati a sx perché avevano un diametro grosso.

I pazienti avevano una bradicardia importante dovuta ad un blocco AV. All'inizio i PM potevano svolgere una sola funzione.

Successivamente vennero impiantati anche in pazienti che non fossero in condizioni critiche.

Attualmente posso far fronte a diverse patologie e sono estremamente sicuri; le dimensioni sono ridotte (moneta 2€) per stimolatori rescatati.

Norma 62-26 particolare riguardante i PM; più specifica in altre nazioni e perché oltre ad essere dei DIA sono considerati anche come life support (norme più specifiche)

1960 → No stimolatore cardiaco con ritmo asincrono a / cost. 06/04

A / cost non consente la ripresa di una vita normale.

Primo sviluppo → rendere sensibili gli stimolatori al momento del bisogno.

Il sogg. non risultava stimolato per la maggior parte del tempo ed entravano in azione quando ce n'era bisogno.

Punta di sensing: segnale prelevato da V dx per misurare il ritmo cardiaco e scoprire eventuali anomalie.

Stimolazione della mescolatura atriale non è essenziale; se la contrazione degli atri fosse asincrona rispetto al ventr. si affaticherebbe il cuore e si potrebbero formare dei trombi che vanno poi in circolo.

modalità inibita → VVI

Limitazione in modalità sincrona o inibita → qnd stimolano hanno una  $f$  prefissata

Sarebbe utile poter modificare la  $f$  ~~cardiaca~~ di stimolazione in relazione al nostro fabbisogno.

stimolatori Rate-Responsive → la  $f$  si può adattare (1985-1990)

2 strategie usate per creare tale stimolazione:

1) In attività fisica ho anche aumento della  $f$  respiratoria; quindi monit torare la  $f$  respiratoria in modo tale da regolare la  $f$  cardiaca.

Aspetti negativi:

a) tecnico → valutare l'impedenza tra punta catetere e scatoletta in metallo del PM. L'aria nei polmoni influenza l'impedenza e per misurarla il PM applica una piccola corrente con  $f = 10 \text{ kHz}$   
 $V = |Z| \cdot I$  quindi risalgo alla ddp del generatore.

① Un problema è il consumo perché è carica in più che estraggo dalla batt.

② Un altro problema è che qst variazioni di impedenza variano da sogg a sogg.

b) fisiologico → il ritmo respiratorio può essere controllato

2) Misura di accelerazione del nostro corpo; accelerometro nel PM e un microcontrollore controlla qst valori con dei pattern precaricati quindi capisce cosa il mio corpo sta facendo (corsa, camminata, ecc)  
La  $f$  cardiaca deve variare gradualmente → complessità degli algoritmi

## CATETERI di STIMOLAZIONE

08/01

Cavo mono/bipolare che collega 2 pt dist 30cm. È sottoposto a vincoli molto stringenti: devono essere inerti e non devono favorire la formazione di trombi; robustezza meccanica per qnd si contrae il cuore.

Il catetere è fissato all'interno dei v. e viene sottoposto a contrazione, rotazione, ecc.

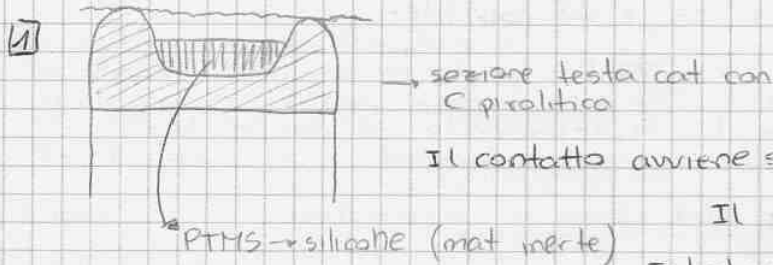
La vita media è delle decine di anni ⇒ affidabilità meccanica

Qnd si sostituisce il PM non si sostituiscono i cateteri.

pochi sett dopo l'impianto si forma del tessuto connettivo che bloccherà stabilmente il cat in posizione.

Ulteriore suddivisione è fatta in base al materiale usato:

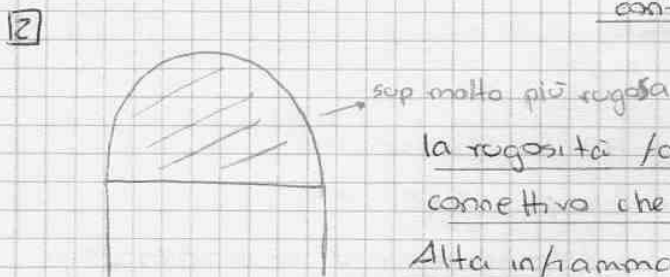
- 1) Carbone pirolitico
- 2) Platino iridio



Il contatto avviene solo nella parte terminale.

Il C pirolitico è molto liscio

Introduce un'inflammazione di contatto più contenuta



la rugosità facilita la formazione di tessuto connettivo che ne favorisce la stabilizzazione

Alta inflammation => moto relativo elettr. - tessuto  
provocando un'irritazione locale (negativa) che però, favorisce la crescita di tessuto connettivo.

Il primo ci mette più tempo a stabilizzarsi

Perché usare Pt?

• scambia pochi elettr con il tessuto rendendolo biocompatibile

Perché usare anche iridio?

• si origina una risposta infiammatoria più lieve del solo Pt. L'inflammazione sarebbe eccessiva e non giustificata

Futuro → carburo di silicio

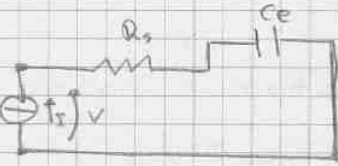
Caratterizzazione degli elettrodi:

13/04

- si misura la tensione min per la contrazione dei ventri per 1 o 2 sec su una popolazione di pazienti.

La soglia di stimolazione cambia nel tempo. L'elettrodo inizialmente è più efficace perché si ha impedenza minima tra elettr e tessuto. Successivamente si crea del tessuto connettivo. Quindi nel tempo la soglia di stimolazione sale e dopo 2 sett raddoppia. Il fenomeno della crescita del tessuto dipende da soggetto a soggetto. Un elettrodo platino iridio ci mette 2 sett. a stabilizzarsi.

$Z$  è troppo lento rispetto ai 2ms. L'effetto di  $R_e$  può essere trascurato e quindi posso semplificare il modello



$$Q = C \cdot V$$

carica condens

La  $Q$  dipende anche da

$$I \cdot t \Rightarrow I \cdot t = C \cdot V$$

$$V = \frac{I}{C} \cdot t$$

qst circuito non spiega cosa succede qnd la corrente va a zero. Va bene nella fase di carica. Il risultato non è diverso da qll di prima; tra scusando  $R_e$  ho trovato una retta e mi posso calcolare  $\Delta V$

$$\Delta V = \frac{I}{C} \cdot t = \frac{2 \cdot 10^{-3}}{10 \cdot 10^{-6}} \cdot 2 \cdot 10^{-3} = 400 \text{ mV}$$

Trascurando  $R_e$  ottengo una retta e posso calcolare  $\Delta V$  (polarizz. del catetere)

$$I = 2 \text{ mA}$$

$$R_s = 500 \Omega$$

$$t = 2 \text{ ms}$$

$$C_e = 10 \mu\text{F}$$



$V = 1,4 \text{ V}$  quindi minore è la dinamica del mio generatore e meglio sfrutto la batteria

Non mi devo avvicinare troppo alla tensione di batt. quindi devo controllare  $\Delta V$  e  $R_s$ .  $R_s$  non dip dalle condizioni di stimolazione a diff da  $\Delta V$ . Un catetere è migliore qnt  $\Delta V$  è basso e  $C_e$  elevato

Caso ideale:  $C_e \rightarrow \infty$

Capacità elettr  $\propto$  alla  $S$

quindi per avere  $C$  alto devo avere delle  $S$  alta e posso sfruttare la sup. scabra dell'elettrodo. Qst è un altro motivo per usare elett a sup. scabra.

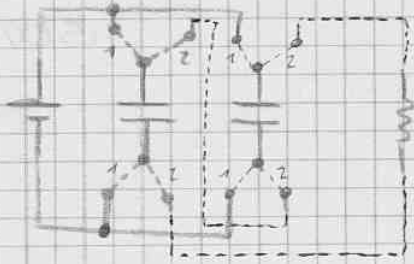
$C$  dip anche dal materiale;  $R_e$  per il platino iridio assume valori alti

Produzione dei cateteri è completamente manuale e vengono testati uno ad uno e dal pt di vista elettrico si valutano  $R_s$  e  $\Delta V$

A diversa  $\Delta V$  bisogna controllare l'ampiezza e la durata dell'impulso



$E = \frac{1}{2} \frac{C}{2} 4V^2 = CV^2$  l'en è il doppio di prima



ogni cond. collegato a 2 commutatori

commutatori in posiz 1 i C sono in // tra di loro e con la batt

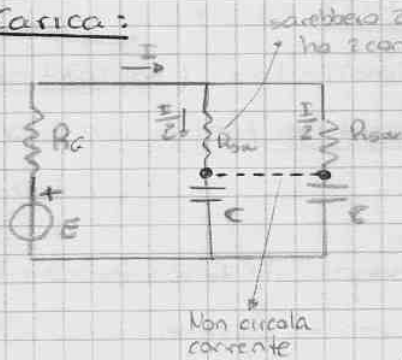
Tempo di carica dei C → in teoria in un intervallo infinitesimo ma nel caso ideale bisogna considerare l'impedenza interna della batt (1-2kΩ) e i commutatori non hanno R nulla (0,1-100Ω)

C vede  $2R_c + R_b$ . C arriverà ad una tensione molto prossima a qll della batt in un tempo  $\tau = 5C \cdot R_{eq}$

La linea nera ha i 2 C in serie con la R

disparità con 5 costanti di tempo il C si carica del 95%

• Carica:



sistema del II° ordine perché ci sono 2 elementi reattivi che sono in // al gen.

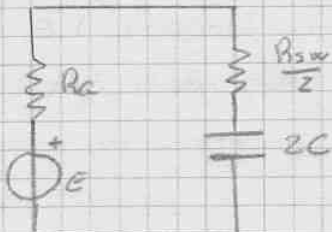
Le R e C sono eguali tra di loro quindi la corrente si divide in parti eguali nei 2 rami e la caduta di tensione è uguale e i • sono equipotenziali. Posso quindi dire che i 2 C sono in // (anche i R).

- ipotesi:

$R_{sw1} = R_{sw2} = R_{sw}$

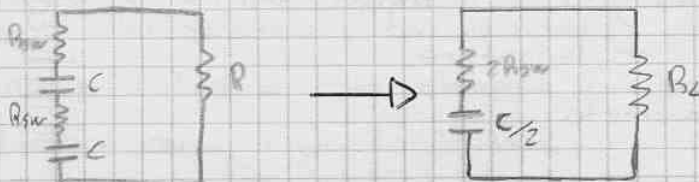
$C_1 = C_2 = C$

circuito da studiare per la la cost di tempo  $\tau$



$\tau_c = (R_c + R_{sw}/2) \cdot 2C$

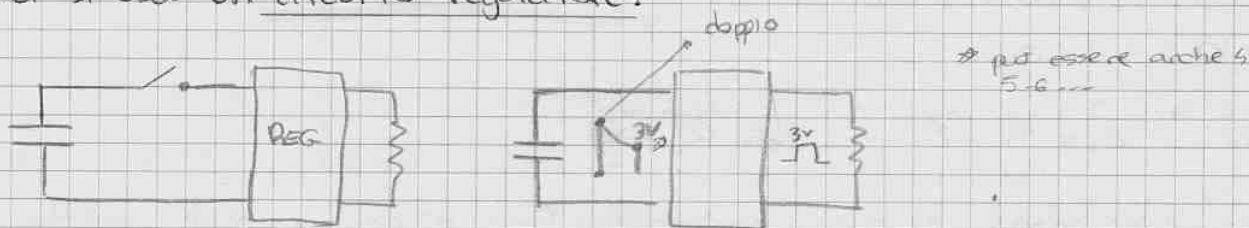
• Scarica:



$\tau_s = (R_L + 2R_{sw}) \frac{C}{2}$

Tensione di partenza sui 5-6V ma qst tecnica non basta per il valore di corrente che si genera che è troppo alto (5-6mA)

Quindi si usa un circuito regolatore:



Problema di generare una tensione elevata in uscita. Anche qnd la batt inizia a scaricarsi devo riuscire a garantire la tensione necessaria.

$Z_s$  grande  $\rightarrow C$  grande

$Z_c$  piccola  $\rightarrow C$  piccola

$\Rightarrow$  diminuisca la  $Z_s$

Il regolatore taglia la curva di scarica dandomi sempre 3V. A inizio vita posso avere anche un valore più alto tanto poi taglio

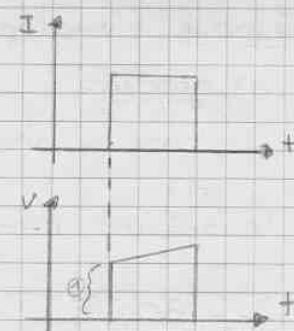
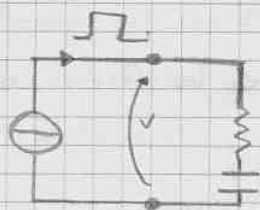
### MISURA IMPEDENZA del CATERE

La sostituzione di un catetere è più laboriosa. Il PM deve poter monitorare le prestazioni del catetere ad es rilevare eventuali rotture del cat o un suo spostamento. se c'è un distacco dall'endocardio può non avvenire la stimolazione.

Molto importante che il PM verifichi il buon funzionamento del cat.

Due strategie:

- 1) usare un impulso di corrente al di sotto della soglia di stimolazione per verificare la R del cat



@ caduta di tensione sul resistore in  $t=0$  c'è ca cc.

$$\frac{V}{I} = R$$

V → misurato  
I → noto

Aspetto positivo è la semplicità. Qst misura viene fatta prima della stimolazione.

Svantaggio  $\rightarrow$  valutazione che avviene in un  $\Delta t \approx$  min oppure ore.

Nel caso di verifica di mancanza di contatto va bene controllare ogni ora. Qst impulsi portano via energia. Dal pt di vista dei tempi va bene ma se ci fosse una rottura del cat me ne accorgerei qualche min dopo.

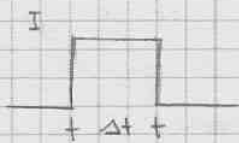
Meno negativo il pot e il canale del Na si apre di più, con un aumento brusco del pot di transmem. (depolarizzazione)

Il canale del Na ha una dinamica temporale e dopo essersi aperto del tutto inizia a chiudersi.

Si apre il canale del K; il  $K^+$  tende ad uscire con una perdita di carica positiva all'interno della cellula. Canale Na si richiude e quindi si chiude anche ql del K si va al di sotto dei  $-70mV$

$g_{Na}$  dipende dalla ddp di transmem quindi elettricamente lo posso modificare; stessa cosa avviene chimicamente con l'acetilcolina

In base al verso della I apro e chiudo il canale Na.



se canale Na aperto troppo breve potrebbe non generarsi il pot d'azione.

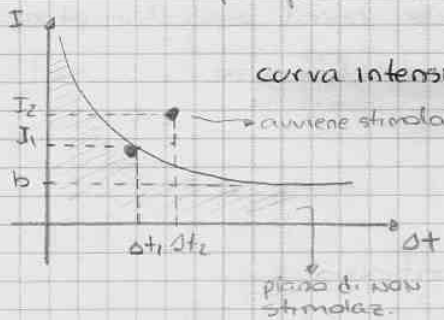
Quantità suff di ioni sodio per generare il pot d'azione.

$$Q \rightarrow \text{carica del Na} = I \cdot \Delta t$$

se voglio ottenere stimolazione  $I = \frac{Q}{\Delta t}$   $\rightarrow$  sarebbe vero se non ci fosse la pompa attiva degli ioni  $Na^+$

$$I = \frac{Q}{\Delta t} + b$$

corrente di base dovuta alla pompa attiva



curva intensità durata  $\rightarrow$  luogo geo dei pt che separa il piano  $I \Delta t$  in 2 semipiani:  
 • piano di stimolaz.  
 • piano di non stimolaz.

se ho  $I_1, \Delta t_1$  sarà suff la corrente


### MANUALE PM

20/04

Per terapia anti-bradicardia.

SSI  $\rightarrow$  singola camera sensita e stimolata

DDO  $\rightarrow$  sono presenti 2 cateteri di stimolazione

Connettore IS-1  $\rightarrow$  standard di connettori di PM. Serve per rendere l'uso di un PM qualunque con un catetere qualunque. Anche la disposizione dei cat sul connettore è standard 



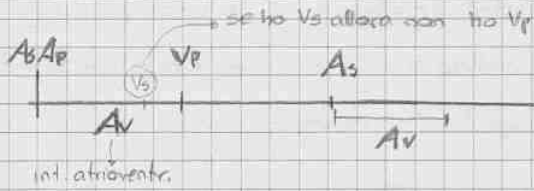
Giornale manuale

un evento.



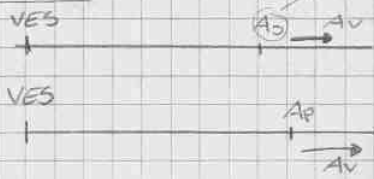
Bisogna conoscere l'evento scatenante e come è costituito l'int. base.  
 C'int. base inizia con un evento ... vedi manuale. In poche parole inizia con un evento atriale o stimolato.

Successivamente il PM si mette in osservazione.



Vs → evento ventric. sensito  
 Vp → stimolazione ventricolo

l'int base può iniziare con un extrasistole ventricolare → come un evento sentito spontaneo



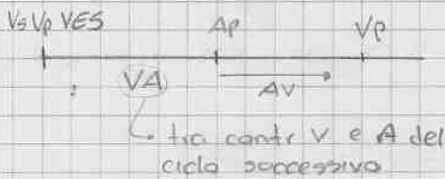
all'interno dell'int. base si hanno comportamenti diversi a seconda che io abbia un VES o un As, Ap

La sincronizz. va cercata nell'attività V rispetto all A.

Quando parte l'int base, parte subito l'int A-V; se stimolo o inibisco rimango sempre sincronizzato con l'inizio dell'int. base ovvero dell'attività atriale.

• MODALITÀ DDI

Funziona solo in modalità inibita. È una modalità ventricolo guidata



se non sento una contrazione di A in VA faccio partire come uno stimolo

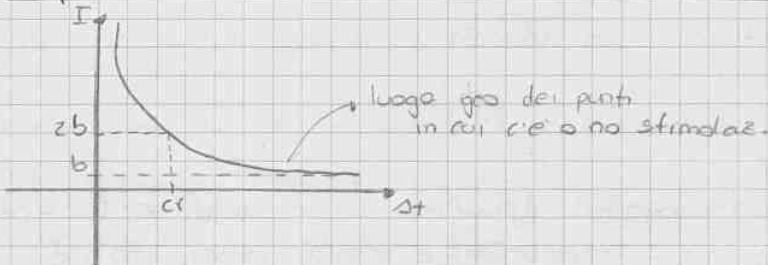
AV non inizia finché non finisce VA anche se avessi una stimolaz spontanea di A.

Vp avviene se non c'è una contrazione spontanea del V.

Non c'è più sinero del ventricolo con l'attività A.

Impulso  $\square$  di corrente in tessuto eccitabile

29/04



$$I = \frac{a}{\Delta t} + b$$

↑ carica  
 ↓ recharge → corrente

$$cr = \frac{a}{b} = 1ms \quad b = 1mA \Rightarrow a = 1ms \cdot 1mA = 1\mu C$$

con  $t_1$ :

$$I = \frac{10^{-6}}{10^{-3}} + 10^{-3} = 2mA$$

$$E_1 = 4K\Omega \cdot (2 \cdot 10^{-3})^2 \cdot 10^{-3} = 4 \cdot 10^{-6} J = 4 \mu J$$

con  $t_2$ :

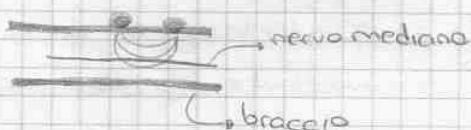
$$I = \frac{10^{-6}}{2 \cdot 10^{-3}} + 10^{-3} = 1,5 mA$$

$$E_2 = 10^{-3} (1,5 \cdot 10^{-3})^2 \cdot 2 \cdot 10^{-3} = 4,5 \mu J$$

L'energia min è nell'ordine di qualche  $\mu J$   $\rightarrow$  valore che dipende dal tessuto e dal catetere. Si preferiscono cateteri con bassa impedenza

CURVA INTENSITA' - DURATA di un tessuto eccitabile

2 elettrodi distanti 15-20 mm in acciaio inox



vedo a stimolare il nervo mediano con impulso  $10 \div 50 \mu s$  ( $\frac{1}{10} cr$ )  
ad ogni stimolo aumento l'intensità e osservo la risposta motoria

Registro il valore di corrente corrispondente al primo movimento

Passo a  $100 \mu s$  e aumento gradualmente l'intensità finché non vedo la risposta, e così via.

I pt che ottengo saranno allineati su un ramo di iperbole.

## MANUALE

• Modalità DVI

2 camere stimulate (A-V)

1 = osservata (V)

attività di inibizione

A diff. del DDI non c'è sensing atriale. L'ib inizia con l'intervallo V-A

Con DDI si oss il V e un'attività del V davanti inizia all'int VA.

Non c'è sincro tra l'attività A-V.

Nel DVI non osservo l'A. Inizia l'int V-A e al termine viene emessa

## • MODALITÀ MAGNETE

A priori non si può vedere se un PM emette un impulso o no.

Pendere tutti i pm sensibili ad un magnete.

Il magnete viene posizionato sopra il pm il quale provoca la chiusura di un interruttore in modo <sup>tale</sup> che il microprocessore attivi una <sup>60 Hz</sup> modalità magnete.

Il controllore usa la mod magnete asincrona per valutare lo stato della batteria. Il pm stimola ad una  $f$  per es 90 batt/min se la batt è regolarmente carica altrimenti con 80 batt/min avrò una batt vicino alla fine vita.

La mod. magnete è una mod. diagnostica per il pm.

La stim. asincrona va bene con una  $f$  di stim più alta di un eventuale ~~ritmo~~ ritmo spontaneo del paz.

Il ritmo spontaneo potrebbe prendere il sopravvento sul pm e quindi bisogna stare attenti con una  $f$  di stim troppo bassa del pm.

Per ridurre il rischio della stimolazione asincrona si sfrutta l'effetto del magnete automatico.

Nel momento in cui il pm lavora con il magnete, funziona in modo leggermente diverso. Per i primi 10d stimola a 90 batt/min in mod asincrona e successivamente si passa alla mod sincrona.

## • Effetto magnete sincrono:

Non modifica la modalità di stimolazione e mantiene attivi la possibilità di fare sensing.

Tutte le teste di programmazione hanno un magnete → per qst motivo si usa qst effetto perché durante la programmazione non interrompe la sua attività

## Oss.

Ai giorni nostri si cerca in ogni modo di promuovere il più possibile il ritmo spontaneo.

Per un intervallo base lungo posso abbassare la  $f$  di stimolazione e cercare di mantenere il ritmo spontaneo.

Per non avere un IB troppo lungo si usa il metodo dell'ISTERSI

Ipotizziamo 80 batt/min, nel momento in cui c'è ritmo

per evitare il cross talk posso introdurre un intervallo a cavallo della risposta atriale in cui V lo azzerò. (Blanking ventricolare)

### GESTIONE DINAMICA dell'intervallo AV

Il ritardo AV (150-160 ms) possiamo considerarlo cost., ma nella realtà tende a diminuire al crescere della  $f$  cardiaca.

- intervallo AV dinamico  $\rightarrow$  modificato in base alla  $f$  cardiaca
  - bassa dinamica  $\rightarrow$  per  $f < 70$  batt/min 180 ms,  $70 < f < 90$  170 ms
  - media dinamica
  - alta  $\leftarrow$

Il rit AV dinamico è utile per prevenire tachicardie introdotte da pm.

Il ritardo AV è importante per definire il comportamento del cuore nella conduzione AV spontanea.

04/05

Contrazione A seguita da una contr. V; in modalità VAT l'int A-V è molto importante. In quest modalità non avrebbe senso aumentare l'interv. perché il V viene sempre stimolato.

Se la stimolazione del V è a domanda, ad un valore più adatto dell'int si preferisce un int AV più lungo tale da promuovere una conduzione AV normale.

Qst funzione è resa possibile dall'isteresi AV.

L'isteresi può essere programmata. Se si abilita, dopo un evento V spontaneo il tentativo di promuoverne un altro spontaneo si un int AV lungo in modo tale da mantenere attiva la conduzione.

• Se non c'è attività spontanea l'int AV avrà durata ridotta

Non è raro un rallentamento del ritmo in cui il pm eroga in anticipo lo stimolo di contrazione. Qst sono eventi temporanei e quindi si usa l'isteresi ripetitiva.  $\rightarrow$  int AV rimane allungato anche se siamo in presenza di <sup>alcuni</sup> eventi stimolati. Viene consentito solo alcuni tot battiti lenti

Ritmo V stimolato potrebbe inibire il ritmo V spontaneo; dopo tot cicli l'int AV viene allungato facilitando una possibile contrazione spontanea

Se all'interno dei cicli con int AV allungato si verifica un evento spontaneo l'int rimane allungato.



Il cardiologo può conoscere il n° dei cambi di modo.

### FREQUENZA MAX di TRASCINAMENTO

Le tachicardie sono mediate dal pm o spontanee alle quali il pm risponde in modo da non trascinare in una tachicardia V

In caso di tachicardie il pm stimola a bassa  $f$  il miocardio.

Ci sono delle funzioni anti-tachicardiche passive:

- individuare un valore adeguato di  $f$  di trascinamento. In modalità VAT rischierci di trascinare la tach. ai V. È individuata una  $f_{max}$  oltre la quale il pm non stimola i V
- il pm osserva la  $f$  cardiaca. A supera dei valori programmati il pm può cambiare modo evitando il trascinamento

### FUNZIONI di STIMOCAZIONE

Può capitare che un paz. <sup>abbia</sup> bisogno di una tensione di stimolazione alta. I pm possono garantire fino all'ultimo anche tensioni alte

#### • SENSIBILITÀ

Capacità del pm di rilevare attività nelle camere e riconoscerla. A livello A e V posso variare la sensibilità.

#### • CONTROLLO AUTOMATICO degli ELETTROCATETERI

Gli elettroc. in qst caso sono bipolari. Il pm verifica l'integrità del catetere ad ogni impulso di stimolazione misurandone l'impedenza

Il pm ha un sensore accelerometrico utile per l'adattamento alla freq. 06/05

Per regolare il guadagno dell'amplificatore del sensore bisogna fare delle misure ripetute.

Durante la programmazione del pm non si possa ricreare tutte le possibili situazioni a cui può essere sottoposto il paz.

Il guadagno del sensore può essere modificato manualmente ma anche in modo automatico; se nell'arco max di 24h la  $f_{max}$  del sensore programmata è stata raggiunta per un tempo tot di 90s.

Se nel corso di una sett non viene raggiunta la  $f_{max}$  allora il valore

Per far la ricerca in modo automatico, dopo tot batt il pm stimola con un impulso sottosoglia e via via aumenta (io impulsi) fino a trovare la soglia cassetta. Tutto qst comporta consumo di energia.

Bisogna diminuire il più possibile il dispendio energetico.

## FUNZIONI DIAGNOSTICHE

- Statistiche di temporizzazione
- Stat delle aritmie
- Stat del sensore
- Stat di stimolazione

1) per visualizzarlo si può usare un contatore di eventi. Per ogni cambio di modo il cardiologo potrà sapere qnt volte è avvenuto

Il contatore è in grado di memorizzare ogni variazione dei parametri di funzionamento, eventi atriali sentiti e stimolati (idem per i ventricoli)

Evento atriale sentito e v stimolato → blocco di conduzione AV

⋮  
Vedi manuale

Dal programmatore i dati vengono trasferiti su supporto magnetico.

Dalla qualità dell'elettrogramma visualizzato dal cardiologo puoi vedere se c'è stato un spostamento o un deterioramento del catetere.

In modalità telemetrica si può chiedere al pm di fare qualche test di elettrofisiologia.

Per sensibilità si intende la soglia sopra il quale il segnale è considerato onde p o r. Soglia troppo alta della camera atriale potrei non sentire stimoli più bassi.

Il programm. va a riconoscere le onde P e R e ne misura l'ampiezza e la variabilità; in qst modo il cardio. va ad impostare la soglia.

Si può usare il pm come generatore di stimoli ~~gestiti~~ gestiti dal programmatore, sempre come test <sup>elettro</sup> fisiologico.

dell'esame il pm viene ricontrollato. Esistono dei kit per catetere compatibili per la RM

### • Defibrillazione + pm

## MANUALE DEFIBRILLATORE CARDIOVERSIONE (ICD)

11/05

Sul mercato nella prima metà degli anni '80.

È un dispositivo che interviene sulle tachiaritmie che hanno un altro rischio di mutare in fibrillazione.

Forniscono impulsi da pochi J  $\approx 30$  J.

Sono dispositivi totalmente impiantabili. I cateteri per stimolazione ad alta energia sono molto diversi; ci sono tensioni nell'ordine di 700-800V con corrente max  $\approx 1A$

Ci vuole una superficie dell'elettrodo maggiore per trasmettere così tanta energia.

L'elettrodo è costituito da una molla metallica di una certa lunghezza.

(Coil)  $\rightarrow$  avvolgimento

$E \approx 30$  J circa 5-10s tra 2 scariche

La scarica efficace è una scarica in grado di produrre l'effetto desiderato (defibrillazione o cardioversione)

Compromesso tra efficacia e contenimento della scarica.

Il circuito di carica dovrà erogare una pot  $\approx 6$  W (a pot costante) con 5s di latenza

Le batt <sup>Li</sup>/SVO hanno una tensione a vuoto di inizio vita di 3,2-3,3V

Per ottenere pot di 3-6 W bisogna avere correnti di 2-3 A

Ma le batt <sup>Li</sup>/SVO generano correnti  $\approx$  mA e quindi è un problema e la batt di un pm non va bene

Se la capacità è  $\dots$  troppo grande e pesante sarà difficilmente impiantabile.

Bisogna trovare una capacità che permetta di erogare un centinaio di scariche, come il pm, anche il DC osserva e fornisce scariche il caso di bisogno.



In Europa, dove la cardiologia è più sviluppata, l'uso di DDA è minore. Il tasso di impianti di DC in UK e Francia è il più basso d'Europa.

I farmaci prescritti sono principalmente  $\beta$ -bloccanti; gli USA preferiscono abbassare la dose del farmaco impiantando un <sup>ICD</sup> DDD. Negli USA 70-90 mila impianti annui. 18/05

Intorno al 1995 è arrivata sul mercato la 2<sup>a</sup> generazione dei <sup>ICD</sup> DDD, con possibilità di essere più versatile e confortevole per il paziente evitando il generarsi di scariche inadeguate e inopportune (es scarica non necessaria).  
↳ non sufficientemente forte da fermare la tachicardia

La scarica inadeguata è un problema tecnologico. I DDD (o ICD) sono dotati anche di DM rendendoli più versatili.

Un paz che ha bisogno di un ICD ha bisogno di ospedalizzazione all'anno per un tot di 30 gg all'anno. Dopo l'impianto bastano solo 6-7 gg.

In Svizzera, dopo 19 mesi l'impianto è ammortato.

Compito del ICD è fornire una scarica ad alta energia per interrompere una tachicardia ventricolare che potrebbe evolvere in una fibrillazione ventricolare. È un'operazione che deve essere fatta rapidamente.

Se il problema è di interrompere una fibrillazione bisogna agire nell'immediato nel giro di quasi 1 min ci potrebbe essere la morte del paz.

L'ICD deve essere efficace:

- pronto ad erogare la scarica necessaria
- erogarla il più rapidamente possibile

L'ICD non deve fornire scariche inopportune. La scarica è una situazione molto dolorosa. Alcuni paz, di fronte a scariche inopportune, chiedono l'espianto del dispositivo.

L'ICD deve classificare la tachicardia e decidere se somministrare energia o no. Il problema nel classificare la tachicardia; ad es non deve intervenire di fronte a tachicardie V fisiologiche.

In una tachicardia l'efficacia del pompaggio dovuto alla muscolatura scende.

20/05

La fibrill V consiste nella contrazione scoordinata della muscolatura.

Una FV può essere distinta da una tach. V andando a distinguere il tracciato dell'ECG.

La tach si presenta con un tracciato in cui la morfologia viene conservata. Contrario invece con la fibrillazione.

Implementare nell'ICD un algoritmo che si comporti come l'elettrocardiografo, ovvero poter riconoscere una tach o da una fibrill.

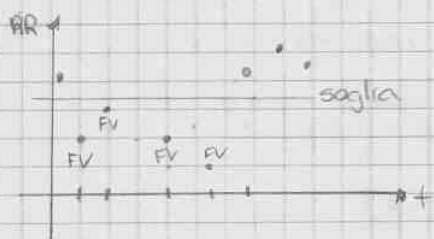
L'algoritmo deve consumare poche decine di  $\mu A$ . Ci si basa solo sulla  $f$  degli eventi ventricolari; si misura la durata tra i picchi di onde R ma nel caso di fibrill questi picchi non ci sarebbero probabilmente o cmq non sono ben riconoscibili.

Se la durata dell'int R-R  $<$  di un certo valore allora quell'intervallo rappresenta un fibr ventricolare anche se non è vero (es tach molto veloce)

Questo meccanismo risulta essere poco affidabile.

se la soglia è scelta correttamente c'è cmq il rischio di confondere una tach veloce con una fibr V.

In ogni caso se avessi tach veloce o fibr V devo cmq erogare una scarica ad alta energia.



Processo Puntuale

|| misurare il  $t$  trascorso tra il batt precedente e quello successivo

Il  $t$  tra un batt e l'altro è una variabile casuale.

Il sistema mette una soglia e in corrispondenza di ogni batt cardiaco esso viene confrontato con la soglia

Tutti gli intervalli RR sotto soglia li classifichiamo come fibr V (FV)

Soglia compresa tra 250 e 400 ms

Dal pt di vista fisiologico il sogg ha avuto  $\approx$  int RR sottoglia che si sono

Per la FV si tende però ad usare un livello un po' alto. Mentre la crescita graduale di intensità si può effettuare in caso di FVT (tachicentr)

La probabilità che la FV ci sia ancora dopo la scarica non è bassa e quindi per i riconoscimenti successivi si usa un NID con intervento rapido e poco specifico. Sono abbastanza sicura che dopo la scarica per retriggerizzare una FV rilevo una freq alta allora circo nuovamente in FV

Bisogna lasciare la possibilità al medico di personalizzare il NID al particolare tipo di paziente.

Il produttore consiglia di non superare i 300ms → rischio di confondere una FV e una FVT. Il medico deve sempre trovare un compromesso tra la qualità e la vita del paz

C'è un parametro che serve per stabilire se un riconoscimento è attivo o no

Il valore della prima soglia è scelto tra 280 - 300ms (per tach.V) Potrei scegliere un intervallo più alto per la FV rispetto la VT. È però consigliabile che le soglie distino 40ms



La zona di ricon. va dalla zona che io scelgo (es 400ms) fino alla zona di ricon della FV

Osservo N eventi e tutti devono essere classificati come VT per poter dire che ho una VT

Il NID per il riconoscimento successivo lo si sceglie più piccolo del NID per il ricon iniziale.

$NID_{in} = 12$   
 $NID_{suc} = 18$  } poco razionale ma si può fare

L'ICD è un dispositivo molto critico per chi lo produce. La ditta mette sempre a disposizione un tecnico per l'impianto e l'espianto.

I ritmi pericolosi sono generalmente stabili.

Per affinare le tecniche di riconoscimento e individuare delle situazioni che hanno una discreta probabilità di realizzarsi e poi si possa agli altri casi.

Più il limite di VT è alto e più probabile rilevare delle tachicardie fisiologiche.

### TACHICARDIA FISIOLÓGICA

Si distingue da una patologia in qnt e di tipo sinusale e coinvolge alla stessa maniera atri e ventricoli.

Se posso fare sensing A e V posso verificare se l'evento V è preceduto da un evento A → logica PR perché basata sulla relazione temporale tra l'onda P e R.

Il problema è che i primi ICD non avevano cateteri per il sensing A; oggi tutte le ditte implementano la modalità PR con la presenza di 2 cateteri per sensing A e V.

Il criterio PR logic si può attivare o no; nel momento in cui c'è sincronia tra attività A e V la scarica non viene erogata (tachicardie SVT → ha origine al di sopra dei V e non vengono trattate dall'ICD)

Osservando l'attività dell'A si possono riscontrare delle anomalie che ~~per~~ influenzano gli eventi V.

Fibrillazione A può aver luogo in sogg anche giovani e non compromette in modo rilevante l'emodinamica come la VT. Può favorire la formazione di trombi.

Alcuni sogg vivono senza saperlo con FA cronica; solitamente si usano anticoagulanti per limitare la pr di formazione di trombi.

La FA può portare a VT. Essa può essere di disturbo per portatori di ICD.

C'è un criterio che se ICD rileva una FA, inibisce il riconoscimento delle VT.

Qst ICD ha 5 criteri per lo studio dell'attività atriale

• Criterio di stabilità:

Tutti i ritmi veloci patologici hanno alta stabilità del ritmo. Le VT dovut



tenderà a scaricarsi tramite delle correnti di perdita. Il vantaggio è la semplicità; svantaggio è che perde energia.

Alternativa...

Recupero l'energia dal C. Bisogna usare delle batt che consentono la ricarica. Esse hanno caratteristiche peggiori della batt tradizionali. Il vantaggio sarebbe inferiore allo svantaggio.

2 regole di conclusione di un episodio:

- 3 int V consecutivi sono sup o uguali all'int VT programmato
- 20 s senza intervalli più brevi dell'int VT programmato

Per non portare energia all'interno degli amplificatori vengono messi in ec i cateteri di stimolazione.

(interdizione post-shock)

RICONOSCIMENTO dell'EPISODIO SUCCESSIVO

Verifica della sussistenza del condizioni per una scarica. Si usa il NID dell'evento successivo

Terapia a bassa o alta energia. Talvolta va bene anche la prima scelta.

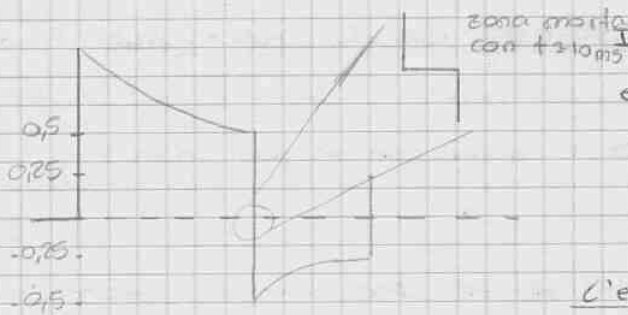
Impulsi della scarica hanno una freq  $\approx$  alla freq. VT

Di fronte ad una VF si può usare solo una terapia ad alta energia mentre per una VT si inizia con una terapia a bassa en e via via si aumenta

PARAMETRI

- Impostare l'energia (alta per VF)
- Percorso  $\rightarrow$  per definire la polarità della corrente
- Conferma VF dopo riconoscimento iniziale (SI/NO)  
durante la carica del C controllo nuovamente se è necessaria la scarica
- Active can  $\rightarrow$  l'elettrodo attivo può essere posizionato nel V, sul nodo del seno AV

Posso avere stimolaz tra 2 cateteri o tra 1 catetere e la cassa dell'ICD il quale diventa l'elettrodo attivo

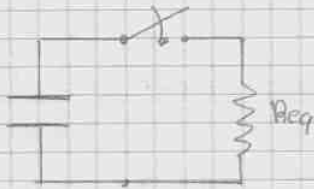


Il costruttore dimensiona il circuito di scarica e non impone la durata della scarica perché la cost di tempo  $\tau$  dipende dal C e dall'impedenza vista dal catodere.

L'efficacia della scarica (interrompere il ritratto anomalo) buona con queste forme d'onda agendo solo sull'energia ( $\approx 30 \text{ J}$ )

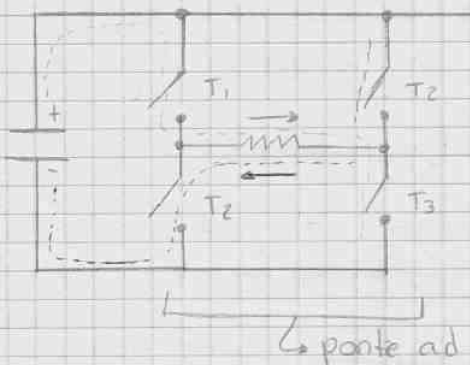
$g_{st}$  è un impulso di tensione.

Preso un cond carico all'en volata e lo collego ad un circuito resistivo con una  $R_{eq}$  del circuito di scarica. Voglio che in un 1° tratto della scarica scorra in un senso.



→ In qst modo non posso modificare il verso di  $i$

Si usano correnti bifasiche xk la defibr può essere più efficace. Non è detto che se tutti i paz la scelta migliore sia con un coil + o -. Con b/fasica può avere entrambi i versi ma la corrente sarà maggiore lungo un verso rispetto l'altro.



--- se chiudo  $T_1$  e  $T_3$

--- se chiudo  $T_2$  e  $T_4$

la chiusura e apertura è nell'ordine dei  $\mu s$

Gli interruttori sono dei mosfet di potenza. Devo sorreggere correnti di qualche A e que sono aperti bisogna sostenere una ddp  $\approx$  centinaia V.

Sono gli interruttori più usati e più miniaturizzati.

Nel dispositivo ci possono essere delle parti soggette a manutenzione, per cui sono utili gli schemi elettrici.

Un ICD impiantabile non può essere sottoposto a manutenzione e quindi non sono /ocuti gli schemi elettrici.

## TERAPIE ANTITACHICARDICHE

- Sono ad alta energia - cardioversione (CV)
- Sono a terapia a bassa en
  - burst
  - rampa crescente
  - rampa decrescente (non x opt macchina)

L'alta en è dolorosa e alcuni ritmi veloci possono essere interrotti con basse energie.

La bassa en non è usata per mantenere l'autonomia del dispositivo. Il confort è migliore e non doloroso.

La terapia antitachicardia può essere attiva o no. (VT, VF, FVT)

1] Ho la possibilità di scegliere l'en da erogare anche per gli shock successivi.

2] Posso definire altri parametri:

- intervallo minimo di stimolazione scelta tra 150-500 ms (pag. 126)  
opt valore lo sceglie il cardiologo studiando la tachicardia del singolo paziente. Impostare un ICD e un PM è diverso
- ampiezza → tensione degli impulsi V erogati durante la terapia (0,5-8V)  
per arrivare a 8V l'ICD ha una batt con tensione di inizio vita 3 volte  
c'è un circuito di triplicazione della tensione di batt
- durata dell'impulso → 30  $\mu$ s - 1,6 ms
- periodo di interdizione post-stimolazione → 350-450 ms  
i circuiti di prelievo degli elettrocardio non devono essere attivi durante la stimolazione per evitare la saturazione dell'amplificatore

### BURST pag. 133

Contrastare il ritmo anormale stimolando il V in modo tale da prendere il controllo del mescola cardiaco; si erogano un certo num di impulsi (1 ÷ 15)

Bisogna stimolare con una  $f$  e durata che dipendono dalla  $f$  della tachicardia quindi bisogna misurare la  $f$  cardiaca in quel momento

parametro RS-1 → % della durata del ciclo di tachicardia

il primo intervallo tra uno stimolo e l'altro ha una durata pari alla



Ogni 6 mesi il paz è sottoposto ad una variazione della stimolazione nel momento in cui le terapie precedenti non risultavano efficaci.

Il medico se ne accorge andando ad interrogare l'ICD guardando il n° di terapie erogate rispetto a qll che hanno avuto successo.

L'ICD può agire in modo autonomo, se il medico glielo consente, in modalità smart-mode; qst funzione disattiva una terapia <sup>ATP</sup> che fallisce per 4 episodi consecutivi. L'ICD tratterà quindi gli episodi successivi in modo più efficace.

L'ICD disa quali sono state le terapie inibite. (pag. 147)

Le terapie fallite vengono contate sempre indip dalla funz smart-mode. Attivata qst funzione, riparte il contatore delle terapie fallite in modo tale da differenziare i fallimenti delle varie terapie.

- Funzione che abilita le terapie con aggressività crescente. L'ICD può saltare le terapie impostate e passare direttamente ad una più potente; evita di erogare N volte la terapia programmata

## GLOSSARIO

- Active can → contenitore ICD qnd usato come elettrodo di stimolazione per terapie ad alta energia
- Stimolazione anti-tachicardica (ATP) → VT e FVT, usando impulsi a bassa energia. (Burst, ramp, ramp più)
- Periodo atriale vulnerabile (AVP) → dopo un evento A rilevato (50ms) c'è un periodo di 250ms in cui una stimolazione può provocare un tachicardia atriale (es per via di uno shock ventricolare) La FA spesso non è avvertita dal paz e dopo 7-8h c'è il rischio di trombi
- Bifasica → ponte ad H con dei transistori mos
- Periodo di carica → 4-5s
- Conferma di VF dopo riconoscimento iniziale pag. 122

Ogni verifica di carica del dispositivo ne accorcia la vita di circa 24 giorni.

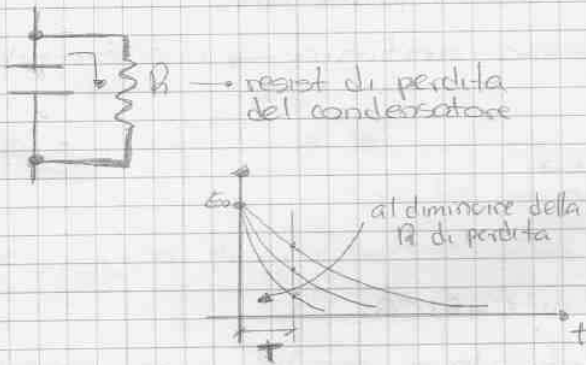
Si può fornire un allarme al paz nel momento in cui il tempo di carica risultasse inadeguato. (Patient Alert).

Se si prova a ricaricare un C il tempo di ricarica ...

RICARICA COND, 2/asi:

- carichi a piena energia (30 J)
- carica lasciata disperdersi per 10 min

In qst modo si va a verificare la corrente di perdita. I cond ovviamente non sono ideali; i cond reali dal punto di vista circuitale



In lab si possono fare delle misure indirette

dopo un tempo T vado a vedere il valore della tensione. Se cond è vecchio si possa ad una curva più bassa

### CAP 13 - PANORAMICA TEST di SISTEMA

03/06

- del ritmo intrinseco
- della soglia di stimolazione
- dell'impedenza dell'elett. catetere
- ampiezza dell'elettrogramma endocavitario
- carica e scarica condensatori

Sono tutti test avviati dal medico durante la verifica del dispositivo. Non si possono fare in modo autonomo dal pm.

⊠ Interrompere ogni attività di stimolazione; l'ICD continua a svolgere le sue funzioni tranne applicare una terapia. Viene inibita sia la stimolazione bradi e tachicardica. Situazione pericolosa per il paziente.

(30 - 150 batt/min)

- Si può scegliere anche l'int AR da applicare
- Si può impostare l'ampiezza di stimolazione (0,5 ÷ 6V)
- Durata degli impulsi; in modo separata tra A e V. Si possono scegliere le coppie per A e V. (30  $\mu$ s ÷ 1,6 ms)

Si preferisce un impulso di durata min e amp maggiore; non si sale mai al di sopra del valore di cronassia. Non ci sono vantaggi con durata > cr

- Selezionare l'interdizione post stimolazione V  $\rightarrow$  non devi essere l'A prima di un certo int di tempo. (150 - 680 ms)

Serve per evitare l'insorgere di tachi mediate dal pm. Ci potrebbe essere crosstalk sull'atrio e quindi trigger il V sul V  $\Rightarrow$  generare una tachicardia. Quando stimolo il V non devo essere l'A e viceversa

se vedo attività A prima di un certo int di tempo posso non considerare quell'evento finché non è passato un certo int di tempo più consone alla stimolazione del V.

[3] Di elettrocateretri ce ne sono 3 o 4; 2 per la stimolazione a bassa energia e 1 o 2 per gli ad alta energia.

L'ICD usa degli impulsi <sup>sotto</sup>soglia per fare una misura accurata dell'imp dell'ec. Questi impulsi non devono provocare reazioni di tipo fisiologica.

Per i cat ad alta en non ci sono problemi; per gli a bassa en potrebbero esserci delle interferenze con il prelievo del segnale.

Oltre a lavorare con impulsi sottosoglia (per imped A) gli impulsi vengono sincronizzati con l'onda R (per imped V o per cat ad alta en) In qst modo si ha la certezza di non interferire con il ritmo cardiaco.

• Qnd. V sono depolarizzati

Problema:

gli elettrodi sono sist non lineare; l'imp dipende dalla corrente che scorre nell'interfaccia. Il valore che ricaviamo con corrente molto bassa potrebbe non essere l'imp reale (per cat ad alta en)

Durante qst test per renderlo più standardizzato si usa la modalità VOO per stim asincrona dei V. L'ICD non sa qud è presente l'onda T (non sa interpretare l'ecg endoc)

Stimolazione di 1 solo V, / cardiaca e ritardo con il quale lo shock verrà erogato rispetto all'onda R. (ritardo onda R-T) 50-600 ms; si può scegliere l'en e la forma d'onda (mono o bifasica), il percorso, l'ampiezza e la durata degli impulsi di stimolazione a bassa en.

Si tratta di un test pericoloso con il paz in anestesia. Bisogna tenere a disposizione un def esterno in standby.

[2] Burst a 50 Hz, 2 motivi:

la sensibilità del muscolo cardiaco è max per / tra 50-60 Hz  
L'altro motivo è che 50 Hz è la / della erogazione elettrica.

Nel caso dei 50 Hz la stimolazione erogata è a bassa en, con 20ms tra un impulso e il successivo. Posso impostare l'ampiezza (2,5-3 V) la durata (3a - 1,6 ms), ripristinare in modo autom. il riconoscimento. Durante il burst gli algoritmi di riconoscimento si disattivano.

[3] Indurre tachiaritmie interesendo con l'attività elettrica degli A o V. Si seleziona 1 delle 2 camere, si usa la sezione a bassa en (modalità AOO o VOO); le sequenze di stimolazione sono erogate per indurre una tachiaritmia e non una fibrill.

[5] Verificare l'efficacia di una certa terapia. Si possa verificare se i parametri impostati sono ancora soddisfacenti.



Gli ICD sono notevolmente più grossi.

ICD - CRT → hanno 4 ricettacoli

CRT - D → per risincronizzazione, 5 connettori monopolari

## COMUNICATORE

È un dispositivo che serve per supportare funzioni di telemedicina. Viene usato per paz che non hanno vicino un centro specializzato per il controllo e la programmazione dei pm.

Il comunicatore permette di comunicare con il DIA con la radio/r. e ha la possibilità di essere collegato ad un cell tramite un canale bluetooth.

Il comunicatore può essere attivato dal paz. Esso non va confuso con il programmatore in qnt non si possono modificare nessun valore ma va solo a leggere le info presenti all'interno del pm.

Il comunicatore abbassa i costi di gestione del paz.

## ICM (Insertable Cardio Monitor)

Qst disp serve per mantenere sotto controllo il ritmo cardiaco per tempi lunghi. È abb frequente che il paz senta un episodio aritmico che poi non si ripeta per molto tempo.

Elettrocardiografia Holter → per 24 - 36 ore

Ci sono certe aritmie che non vengono diagnosticate dall'holter.

L'ICM lavora per molto tempo; è un dispositivo diagnostico. Gli effetti collaterali devono essere ridotti. Quindi non si può fare affidamento all'uso di cateteri di prelievo altrimenti bisognerebbe agire con una terapia anticoagulante.

L'ICM rileva ddp con 2 elettrodi presenti sul dispositivo stesso; il contenitore metallico è l'elettrodo di riferimento. È in grado di rilevare una sola derivazione.

Viene impiantato sotto cute in una zona che permetta di rilevare meglio il segnale.

Il Vector Check permette di localizzare la corretta posizione dell'ICM.

Si posizionano 2 elettrodi esternamente che simulano gli dell'ICM.

oppure una media dei segnali precedenti.

Il sistema considera 3-5 batt cardiaci. Imposta una soglia del 65% al valore di picco dell'attività cardiaca precedente.

Attività elettrica sopra il 65% → onda R

Problema:

in fase espiratoria e dopo ho ampiezza onda R un po' più bassa  
Il problema c'è qnd l'onda R diminuisce l'ampiezza.

Soluzione:

Aver la possibilità di diminuire la soglia. c'è il rischio di sentire l'onda T e P; però tenendo conto della sequenza delle onde non mi aspetto ovunque un'onda T.

Dopo rilevamento R la soglia rimane costante al 65%. La soglia non deve essere abbassata subito dopo l'onda R perché potrei rilevare 2 picchi e quindi pensare ad una tachicardia. (Periodo di ritardo di decadimento della soglia di sensing)



Dopo qst int di t la soglia diminuisce fino al 30% in 1s; se in qst sec non vedo attività (onda T filtrata sotto soglia) la soglia rimane al 30% per  $\frac{1}{2}$ s. In qst modo l'onda P non viene rilevata. Dopo quindi 1,5s in tot abbasso la soglia al 20%

Il sistema deve essere in grado di rilevare asistolie e bradycartmie.

Il disp da per scontato che ci sia l'inizio di un nuovo ciclo e quindi abbasso la soglia ad un valore min fin qnd non viene riconosciuta l'onda R successiva

Per un ICM bisogna tener conto del disturbo della muscolatura scheletrica. I miopotenziali hanno componenti f 10-15 Hz ÷ 250-300 Hz. Sono f alte però qualcosa resta dopo il filtro.

Nell'ICD non si hanno molti problemi di qst tipo in quanto il segnale è prelevato dall'interno.

Per migliorare la situazione si introduce un periodo di blanking dopo l'onda R. Più di 240 batt/min il cuore non può andare → intorno

L'inizio di un episodio VT viene confrontato con i 3 precedenti intervalli... pag. 47

- Insorgenza VT → se salgo le scale ci può essere una tachicardia che ha un lento sviluppo. Le VT vere e non fisiologiche ha un breve tempo di insorgenza.

Confronta la durata media di 4 int con i 4 int prima. se la % max viene superata riconosco la tachicardia

#### • Problema del conteggio combinato:

eventi VT e FVT sono contati in modo separato. Per raggiungere in caso di ritmo instabile può capitare che non riesca ad entrare nei parametri dei 2 NID; si usa allora una soluzione combinata tra le 2.

Ipotizziamo un gruppo di int che entrano nella zona VT e altri nella zona FVT.

La regola applicata è:

- episodio FVT se almeno uno degli 8 eventi è nell'int FVT ⇒ FVT
- episodio VT se nessuno degli ultimi 8 eventi non c'è FVT ⇒ VT

Gli 8 episodi sono successivi al riconoscimento della pseudo FVT/VT (Caso per ICO)

In qst caso gli ultimi 8 episodi appartengono al riconoscimento perché insieme posso avere eventi che rientrano in VT e altri FVT

#### RICONOSCIMENTO BRADIARITMIA

- Attivo o non
- Posso richiedere la registrazione automatica
- Intervallo RR più alto del solito → bradiaritmia
- Durata è il classico NID legato all'aritmia → qnt eventi devo dire per considerare un episodio bradiaritmico

Il termine si ha qnd si hanno 4 int RR consecutivi con un int V non da bradiaritmia. Oppure nessuna onda R riconosciuta dopo un tot di tempo.



20-30% le lesioni sono alte → tetraplegia

In caso di tumore midollare, durante l'intervento ci possono essere delle lesioni.

Le possibilità di recupero sono molto scarse. Il tessuto nervoso si rigenera in modo non ben coordinato.

Quando sezioniamo l'assone a valle della lesione degenera mentre quella a monte può tentare di ricrescere. La rigenerazione però è disordinata. Il polmone d'acciaio era l'unica modalità per far sopravvivere il paz.

Anni '80, 1° alternativa → ventilatori polmonari insufflando aria nei polmoni. Normalmente lavoriamo a P negativa. Il v. pulm è dannoso per il tessuto polmonare per elevate sollecitazioni meccaniche.

2° alternativa → far respirare il paz in modo diaframmatico (respiraz. addominale). I muscoli intercostali sono difficili da stimolare mentre il diafr è innervato da 2 tronchi nervosi frenici dx e sx. Andare a collegare degli elettrodi al tronco nervoso del nervo frenico e impiantare nella parte alta lo stimolatore (passivo ⇒ senza batteria)

Il mercato è scarso per la produzione di qst dispositivo

All'interno del disp impiantabile c'erano:

- una bobina → per ricevere en
- un condensatore → per far risuonare la bobina alla f voluta
- 4 diodi raddrizzatori

Il disp era inglobato in una resina epossidica; il catetere non poteva essere sostituito.

Per farlo funzionare si poneva una bobina esterna; ci sono 2 bobine perché sono 2 gli stimolatori. La stimolazione è bilaterale con abbassamento della cupola diaframmatica. Al termine della stim, lo stim veniva spento con abbassamento della cupola.

Il generatore regola la f respiratoria / inspiratoria. Il fabbisogno era alquanto costante.



## STIMOLAZIONE delle RADICI SACRALI

17/06

Nella tetra/paraplegia si perde il controllo della minzione.

Il sistema nervoso simpatico e vagale rimangono intatti permettendo di capire qnd deve esserci lo svuotamento dell'ampolla anale.

Il problema con la vescica è che da sola non riesce a svuotarsi.

Paraplegico → auto cateterismo

L'introduzione del cat comporta l'introduzione di batteri → cistite

Non avverte dolore ma dei brividi con aumento della temp corporea; il problema è la sorgenza di ceppi resistenti.

Tagliare le radici sacrali per evitare l'insorgenza di riflessi e andare a stimolare le radici sacrali efferenti. se stimolo il muscolo <sup>declusore</sup> della vescica qst si svuota però entra in gioco anche il muscolo dello sfintere vescicale; non si possono isolare le 2 stimolazioni.

La muscolatura dello sfintere vescicale si rilassa più rapidamente dei muscoli detrusore in qnd hanno caratt diverse.

Il detrusore mantiene una pressione vescicale; la minzione prosegue finché il detrusore non si rilassa, e non finché si abbia lo svuotamento della vescica. Quindi si stimola nuovamente la vescica per un tot di 5-6 volte. Non posso sapere se la vescica è completamente svuotata.

Il disp è costituito da una parte ext e una parte int.

2 bobine, un condensatore e dei diodi.

- Inserimento degli elettrodi nel canale midollare → maggior durata
- Suture gli elettrodi al tronco nervoso → meno stabile

Il medico controlla se avviene stimolazione.

Le bobine sono 3 perché qst sistema consente di attivare lo svuotamento dell'ampolla anale. La 3° bobina può permettere l'erezione

Qui c'è l'elettronica di affidabilità di un pm. Costo 8-10 mila € app mentre qll dell'impianto

Si stimola con impulsi rettangolari di 200-300  $\mu$ s,  $f = 15 \div 40$  Hz per tempi di 10-20s per atto di minzione.

Usato 4-5 volte a di e con durata 1-2min → tot 10 min al gg

- In seguito alla percezione del dolore, l'organismo genera endorfine alzando la soglia del dolore. Quindi stimolando direttamente il centro del dolore posso alzare la produzione di endorfine.

Non si conoscano ancora le strutture del controllo del dolore.  
La produzione di endorfine è lenta.

Posso avere una riduzione del dolore ma non una soppressione

Di fronte ad un dolore cronico non ho la certezza di riuscire a risolvere un problema. ➤ Quando posso impiantare

I protocolli sono più complessi. Le terapie più conservative sono:

- prescrizione di farmaci
- terapia infusionale → l'elastomero è una sacca che si contrae rilasciando nel tempo il farmaco analgesico in esso contenuto
- Ci deve essere una patologia che provochi il dolore; non sempre si riesce a capire la causa del dolore.
- Dolore ridotto con intervento chirurgico → poco consigliato

Fare uso di sost stupefacenti si rende più improbabile che la terapia di stimolazione analgesica funzioni.

- Non ci sono controindicazioni all'impianto

## NEUROSTIMOLAZIONE

- Generatore
  - Cateteri → portano gli elettrodi e posso essere impiantati per via
  - Estensione percutanea o durante un intervento chirurgico.
- ↳ Ci sono 4-8 elettrodi per ogni catetere. → Bisogna posizionare l'elettrodo nel modo corretto. Bisogna minimizzare i movimenti del catetere; 2 elettrodi al di sopra del pt ideale e 2 al di sotto (nel caso di 4 elettrodi), il generatore programmabile sceglie quale attivare. In qst modo posso scegliere l'elettrodo per ottenere la miglior conduzione.

Devono essere cilindrici e di dim limitate. Si deve avere l'eventuale possibilità di spostarli.

## STIMOLATORI PARKINSONIANI

22/06

La malattia di parkinson è neurodegenerativa. Difetto a livello di captazione della dopamina; la dopamina viene attaccata e scissa rapidamente.

Sintomi: tremore alle mani. Può diventare una disabilità. Compare rigidità al tronco e agli arti inferiori. Insuff di tipo cognitivo.

La malattia non regredisce ma si possono fare regredire i sintomi con la dopamina.

Sotto carico farmacologico il paz può muoversi come un sogg normale.

Assorbimento della dopamina 15-20 min

Parkinsonismi → forme di parkinson che non agiscono bene alla dopamina.

All'inizio della somministrazione c'è un'ampia finestra terapeutica e man mano che si prosegue con la terapia la dose minima sale riducendo la finestra terapeutica, se si supera la dose max non si riesce più a coordinare i movimenti.

La stimolazione elettrica di alcuni nuclei del cervello ne riduce il tremore. Implantare 2 cat nell'encefalo fino a raggiungere i nuclei sotto talamici dove sono presenti delle cell che se stimolate elettricamente possono ridurre il tremore e la rigidità.

Tecnica sommata alla dopamina. (Non sempre)

Intervento dedicato a quei paz in cui il farmaco non funziona più.

Si tratta un approccio totalmente impiantabile con autonomia di qualche anno. Dim maggiori perché c'è una batt magg per soddisfare il maggior consumo.

Si fa una verifica immediata con delle stimolazioni durante l'intervento. La risposta dei sogg alla stimolaz dei nuclei sotto talamici è più ripetibile. È sicuro che una diminuzione del tremore ci sarà.

• Problemi:

dovuti alla regolazione dei parametri di stimolazione (durata,  $f$ , amp)

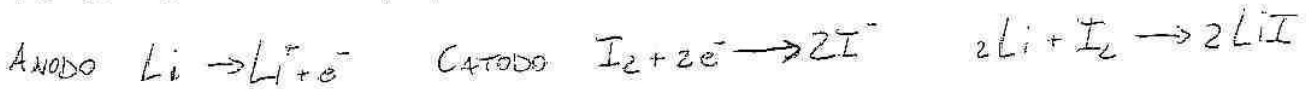
• Le durate centinaia  $\mu s$

• Ampiezze  $\mu A$

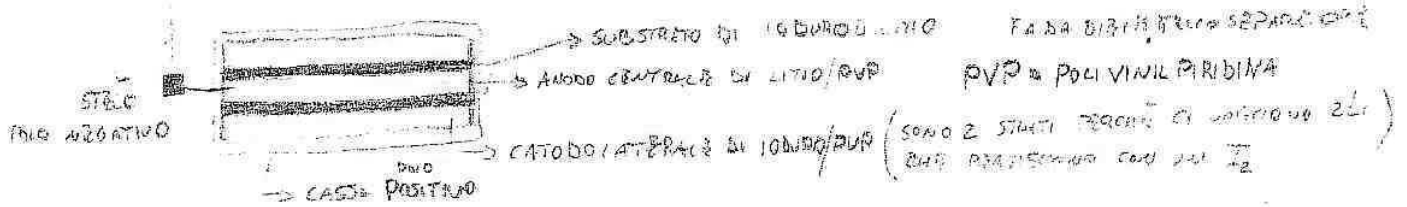
•  $f$  10 ÷ 250 Hz

# BATERIA Li-I LOW-RATE PRIMARY CELLS

TENSIONE A VUOTO = 2,8 V      CAPACITÀ = 1,8 Ah      RESISTENZA INTERNA 2 KΩ



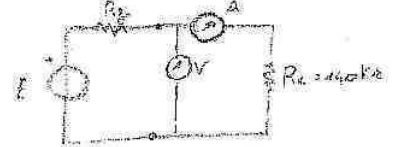
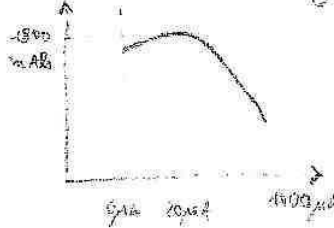
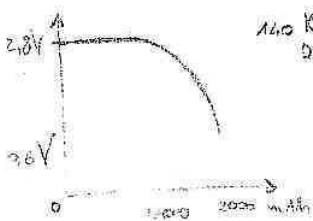
IODURO DI LITIO = ELETTROLITA SOLIDO      USATA PER  $i < 1 mA$



Lo IODO è messo in forma liquida che poi solidifica. Se formata una interfaccia tra catodo e anodo di IODURO DI LITIO che farà da separatore. Con l'utilizzo il catodo e anodo diminuiscono spessore mentre quello dell'interfaccia aumenta a cause di questo, gli ioni fanno più fatica e provoca consumo e esaurimento della batteria.

Sono usate in STIMOLATORI CARDIACI per trattare localizzazioni e in apparecchi per la NEURO STIMOLAZIONE quando si hanno correnti  $< 1 mA$

Questa batteria fornisce energia tra  $\approx 5 \mu A$  fino a  $5 mA$  ma non ha completamente contenuto. Se ha massima capacità cioè 1,8 Ah su  $20 \mu A$ , il contenuto è 100 Ohm che a  $50 \mu A$  (CORRENTE NEURALE) ha un'ora buona funzione.

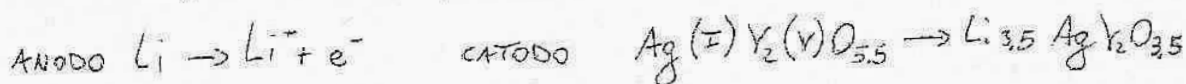


Ha DENSITÀ GRAVIMETRICA di  $0,25 \frac{Wh}{g}$  e VOLUMETRICA  $0,94 \frac{Wh}{cc}$  con DIMENSIONI SVI  $9 \times 45 \times 22 \text{ mm}$



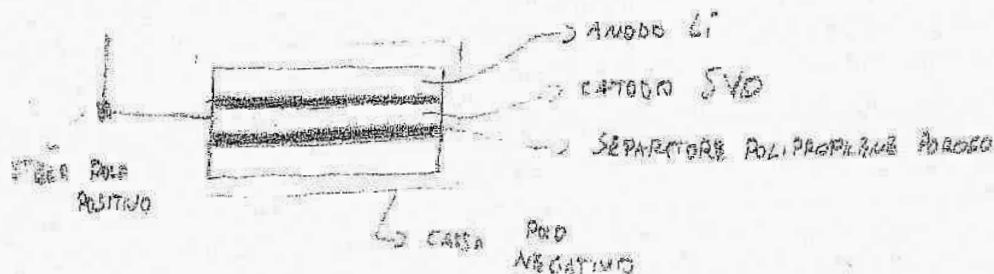
## BATTERIE Li-SVO MEDIUM RATE PRIMARY CELLS

TENSIONE A VUOTO = 3,2V CAPACITÀ = 3,5 Ah

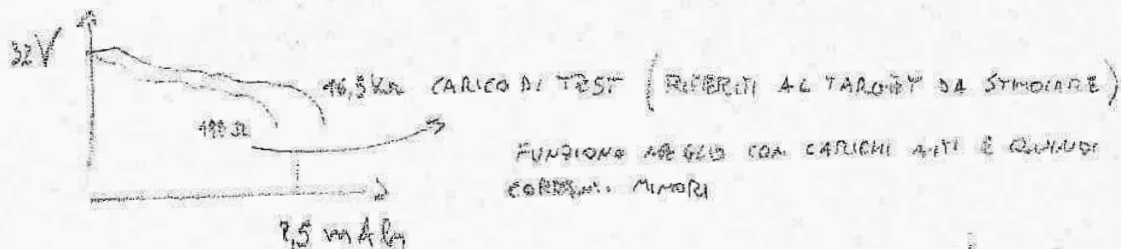


ELETTROLITO LIQUIDO

USATA PER  $I > 300 mA$



- Sono usate in elettrici stimolatori per kinesiologia dove occorrono correnti di media intensità
- Non ha valori riferiti ad uso impulsivo come nei defibrillatori perché non adatta



- Può erogare valori nei 6,5 mA di corrente in modo costante (199.2)
- Ha valori di DENSITÀ GRAVIMETRICA e VOLUMETRICA simili alle Li-I  
 $0,27 Wh/g$   $0,78 Wh/cc$  ma con PESO e VOLUME maggiore
- Rispetto alle Li-I e Li-SVO (H-RATE) ha capacità superiore

# BATTERIA Li - CLORURO DI TIONILE

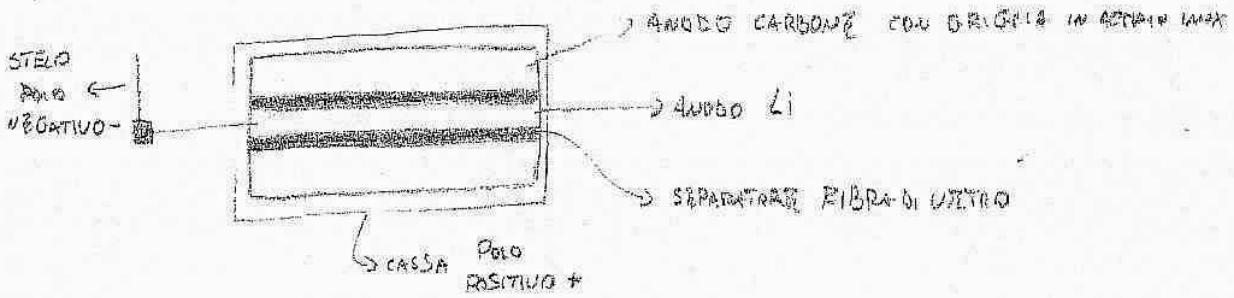
TENSIONE A VUOTO = 3,6V

ANODO Li

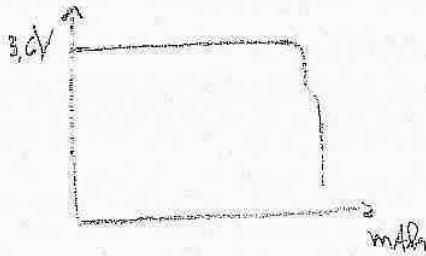
CATODO CARBONE



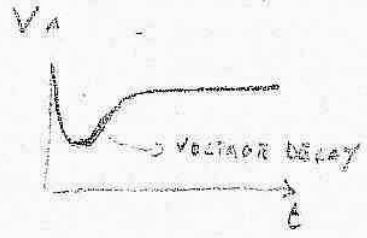
ELETTROLITA LIQUIDO CON SALI DI LITIO IN CLORURO DI TIONILE



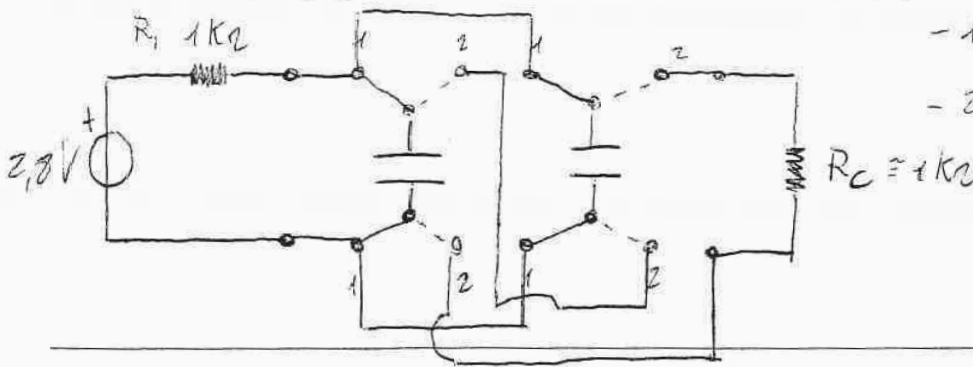
• Ha in assoluto la migliore costante nella course di lavoro, mantiene la tensione costante finché non arriva alla fine



- Hanno una densità gravimetrica e volumetrica molto alta
- Hanno autonomia maggiore delle Li-SVO e Li-CF<sub>2</sub> quindi non molto alti
- Soffrono del VOLTAGE DELAY cioè nel momento in cui <sup>si mette una</sup> corrente, e causa del fatto che attorno al Li<sup>+</sup> si forma una <sup>zona</sup> <sup>di</sup> <sup>strato</sup> <sup>protettivo</sup> (zona a concentrazione), per cui occorre una <sup>piccola</sup> <sup>quantità</sup> <sup>di</sup> <sup>corrente</sup> che per si stabilizza e il resto non <sup>danneggia</sup>



2) Disegnare lo schema elettrico del circuito che consente di raddoppiare la tensione di batteria di un pacemaker e spiegarne funzionamento e dimensionamento dei componenti.



- 1 -  $T = R_1 C_{eq}$ ,  $C_{eq} = 2C$

- 2 -  $T = R_c C_{eq}$ ,  $C_{eq} = \frac{C}{2}$

Una batteria per pacemaker  $L-I$  con tensione a vuoto di  $2,8V$  fornisce una  $I_{cc} = 2,8mA$  con una resistenza interna pari a  $1k\Omega$ . Per stimolare il tessuto si serve una corrente che sia circa  $5mA$ . Per questo motivo si utilizza il circuito in fig che permette in fase di carica di accoppiare in parallelo 2 condensatori di capacità  $C$  e in fase di scarica di collegarli in serie.

Nella posizione ① ~~il generatore~~ ~~si accoppiano~~ ~~due~~ ~~condensatori~~ ~~di~~ ~~capacità~~  ~~$C$~~  ~~in~~ ~~parallelo~~ ~~per~~ ~~ottenere~~ ~~una~~  ~~$C_{eq} = 2C$~~  mentre nella posizione ②  $C_{eq} = \frac{C}{2}$ . In fase di carica il generatore deve caricare  $C_{eq}$  in al massimo  $800ms$  perciò:  $5T = 800ms \Rightarrow T = 40ms \Rightarrow C_{eq} = \frac{T}{R_1} = 40\mu F$ .

In fase di scarica i 2  $C$  sono collegati in serie. In questo caso dobbiamo scegliere un  $T$  che ci permetta di non scaricare velocemente il condensatore quindi supponendo di considerare una stimolo descritto da  $5mA$  per  $1ms$  ricaviamo una  $Q$  la cui carica esatta è di  $5\mu C$ . Perciò  $T = 100ms \Rightarrow C_{eq} = \frac{Q}{I} = 100\mu F \Rightarrow C = 200\mu F$

Nella fase di carica dobbiamo essere veloci nel caricare  $C_{eq}$  mentre nella fase di scarica lenti.

Utilizzare unicamente lo spazio messo a disposizione sul foglio. La facciata posteriore può eventualmente essere utilizzata come minuta.

ATTENZIONE: elaborati poco leggibili o eccessivamente disordinati potrebbero non essere corretti.



Dispositivi impiantabili attivi

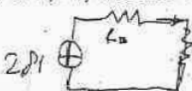
16 gennaio 2009

Cognome: \_\_\_\_\_ Nome: \_\_\_\_\_ Matr.: \_\_\_\_\_

1. La curva di scarica di una batteria rappresenta l'andamento
  - a) della corrente di cortocircuito in funzione del tempo
  - b) della tensione a vuoto in funzione del tempo
  - c) della tensione ai morsetti in una specifica condizione di carico in funzione del tempo
  
2. Una batteria al Li-I da 1,2 Ah di capacità immagazzina un'energia di circa
  - a) 3,4 J
  - b) 3,4 kJ
  - c) 12 kJ

$2,775 \cdot 1,2 \cdot 3600$        $E = Q \cdot V$

TENSIONE CIRCUITO CHIUSO X CAPACITÀ
  
3. Uno stimolatore cardiaco DDI
  - a) funziona come monocamerale
  - b) funziona come bicamerale
  - c) funziona in modalità *rate responsive*
  
4. Una batteria ha capacità di 1Ah, tensione a vuoto di 2,8V, corrente di scarica consigliata di 25μA e resistenza interna di 2000Ω; la sua corrente di cortocircuito sarà
  - a) 25μA
  - b) 1mA
  - c) 1,4 mA

       $R_0 = \frac{V}{I} = 112 k\Omega$
  
5. La durata del ciclo cardiaco di un paziente con uno stimolatore cardiaco funzionante in modalità VVI
  - a) è fissa e pari a circa 800ms
  - b) può essere fissa o variabile
  - c) è variabile
  
6. La cronassia dimensionalmente è
  - a) una carica elettrica
  - b) una corrente
  - c) un tempo
  
7. Nel caso di fibre cardiache stimulate mediante un tipico elettrodo impiantabile, la carica corrispondente ad un impulso di stimolazione è dell'ordine dei
  - a) nanocoulomb
  - b) microcoulomb
  - c) millicoulomb
  
8. Un defibrillatore impiantabile fornisce impulsi di energia pari a 10,8 J ed utilizza un condensatore di capacità pari a 60μF; la carica elettrica immagazzinata per ogni impulso è circa
  - a) 36 mC
  - b) 650 mC
  - c) 10,8 C

$Q = \frac{2E}{V}$        $V = \sqrt{\frac{2E}{C}}$
  
9. La resistenza di un elettrodo per stimolazione impiantato nel miocardio è di
  - a) pochi ohm
  - b) poche decine di ohm
  - c) parecchie centinaia di ohm

$\approx 1 k\Omega$
  
10. In uno stimolatore cardiaco ad ogni impulso di stimolazione corrisponde una carica elettrica di
  - a) pochi nanocoulomb
  - b) pochi microcoulomb
  - c) un centinaio di microcoulomb

Prova superata se: almeno 6 risposte corrette e non più di due risposte errate